

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-079657

(43)Date of publication of application : 18.03.2003

(51)Int.Cl.

A61F 9/007

A61B 3/10

(21)Application number : 2001-276208

(71)Applicant : NIDEK CO LTD

(22)Date of filing : 12.09.2001

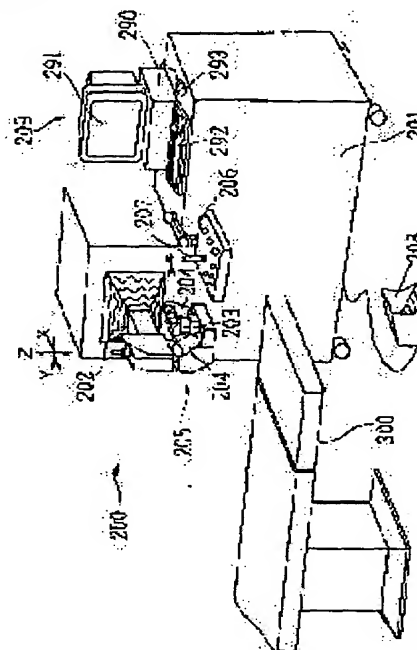
(72)Inventor : FUJIEDA MASANAO

(54) CORNEA OPERATION INSTRUMENT AND OPHTHALMIC INSTRUMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To perform resection of the surface of a cornea highly accurately.

SOLUTION: A cornea operation instrument for resecting the surface of the cornea partially to change the shape of the cornea of an eye to be operated is provided with a data receiving unit for receiving from an ophthalmic instrument, measurement data used for a factor to determine the corneal resection quantity of the eye and a first image data of the anterior part of the eye photographed in a state of measurement, a resection quantity determining means for determining resection data of the cornea on the basis of the measurement data, a photographing optical system for photographing the anterior part of the eye which has been brought into a state of operation, a detecting means for comparing a second image data of the image of the anterior part of eye photographed by the optical system with the first data to detect rotary deviation of the eye depending on photographing positions, and a data correcting means for correcting the resection data of the cornea on the basis of the rotary deviation by the detecting means.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C): 1998,2003 Japan Patent Office

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] Cornea operation equipment which is characterized by providing the following and into which the cornea of **** is excised partially and the configuration of a cornea is changed. The data receiving unit for receiving the 1st image data of the anterior eye segment image picturized in the state at the time of the measurement data and measurement used as the factor which determines the amount of ablation of **** through a communication wire or a storage from the singular number or two or more measurement means. An amount determination means of ablation to determine the ablation data of a cornea based on the measurement data of the aforementioned measurement means. Image pick-up optical system which picturizes the anterior eye segment of **** put on the state of undergoing an operation. As contrasted with the 1st image data of the above, it is based on the rotation gap by detection means to detect a rotation gap of the eye according the 2nd image data of the anterior eye segment image picturized by this image pick-up optical system to the difference in photography posture, and this detection means, and is an amendment data correction means about the ablation data of the aforementioned cornea.

[Claim 2] the detection means of a claim 1 -- the [the above 1st and] -- the cornea operation equipment characterized by having a display means to display 2 image data on the same screen side by side, and a specific means to specify the feature pattern common to both displayed image data

[Claim 3] The detection means of a claim 1 is cornea operation equipment characterized by detecting a rotation gap of an eye on the basis of a pupil center.

[Claim 4] Cornea operation equipment which is characterized by providing the following and into which the cornea of **** is excised partially and the configuration of a cornea is changed. The data receiving unit for receiving the 1st image data of the anterior eye segment image picturized in the ablation data determined based on the measurement data used as the factor which determines the amount of ablation of a way canthus film, and the state at the time of measurement through a communication wire or a storage. Image pick-up optical system which picturizes the anterior eye segment of **** put on the state of undergoing an operation. A detection means to detect a rotation gap of the eye according the 2nd image data of the anterior eye segment image picturized by this image pick-up optical system to the difference in photography posture as contrasted with the 1st image data of the above. It is based on the rotation gap by this detection means, and is an amendment data correction means about the ablation data of the aforementioned cornea.

[Claim 5] ophthalmology equipment **** which obtains the measurement data used as the factor which determines the amount of **** of ablation for the cornea operation equipment which excises the cornea of **** partially -- the ophthalmology equipment characterized by to be equipped the photography optical system which photos the anterior eye segment of ****, and a measurement front stirrup with a storage means make the anterior eye segment image under measurement correspond to the direction of measurement data, and memorize it, and the output unit which output the measurement data and the anterior eye segment image which were memorized

[Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] this invention relates to the ophthalmology equipment which obtains the cornea operation equipment into which the shape of cornea surface type is changed, and the measurement data for it by excising a cornea.

[0002]

[Description of the Prior Art] A cornea is excised by irradiation of a laser beam (ablation), and the cornea operation equipment which corrects the ametropia of an eye is known by changing the shape of cornea surface type. In this kind of operation, properties, such as a cornea configuration of **** before an operation and a refractive-power distribution (or distribution of wave aberration), are measured, and computing the ablation data of a cornea based on the measurement data is performed.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, the posture at the time of a cornea operation is performed on a bed in the state of horizontal decubitus ***** to the posture at the time of measurement of the above eye properties being usually in the state (state which saved a patient's face) of a standing position. It is known that eyeball rotation will occur in the state of lying-down grade to the state of a standing position, and it is based on a patient, and there is also a case which makes it an angle and rotates 5 times or more. In the conventional cornea operation, there was a flower-stalk problem which cannot fully be taking into consideration rotation of the eyeball by the difference in this posture. This invention makes it a technical technical problem to offer the cornea operation equipment and ophthalmology equipment which can conduct a cornea operation with a more sufficient precision in view of the above-mentioned conventional technology.

[0004]

[Means for Solving the Problem] In order to solve the above-mentioned technical problem, it is characterized by equipping this invention with the following composition.

(1) In the cornea operation equipment into which the cornea of **** is excised partially and the configuration of a cornea is changed The data receiving unit for receiving the 1st image data of the anterior eye segment image picturized in the state at the time of the measurement data and measurement used as the factor which determines the amount of ablation of **** through a communication wire or a storage from the singular number or two or more measurement meanses, An amount determination means of ablation to determine the ablation data of a cornea based on the measurement data of the aforementioned measurement means, The image pck-up optical system which picturizes the anterior eye segment of **** put on the state of undergoing an operation, A detection means to detect a rotation gap of the eye according the 2nd image data of the anterior eye segment image picturized by this image pck-up optical system to the difference in photography posture as contrasted with the 1st image data of the above, It is characterized by having an amendment data correction means for the ablation data of the aforementioned cornea based on the rotation gap by this detection means.

(2) the detection means of (1) -- the [the above 1st and] -- it is characterized by having a display means to display 2 image data on the same screen side by side, and a specific means to specify the feature pattern common to both displayed image data

(3) The detection means of (1) is characterized by detecting a rotation gap of an eye on the basis of a pupil center.

(4) In the cornea operation equipment into which the cornea of **** is excised partially and the configuration of a cornea is changed The data receiving unit for receiving the 1st image data of the anterior eye segment image picturized in the ablation data determined based on the measurement data used as the factor which determines the amount of ablation of a way canthus film, and the state at the time of measurement through a communication wire or a storage, The image pck-up optical system which picturizes the anterior eye segment of **** put on the state of undergoing an operation, A detection means to detect a rotation gap of the eye according the 2nd image data of the anterior eye segment image picturized by this image pck-up optical system to the difference in photography posture as contrasted with the 1st image data of the above, It is characterized by having an amendment data correction means for the ablation data of the aforementioned cornea based on the rotation gap by this detection means.

(5) ophthalmology equipment **** which obtains the measurement data used as the factor which determines the amount of ablation of **** for the cornea operation equipment which excises the cornea of **** partially -- it is characterized by to be equipped the photography optical system which photos the anterior eye segment of ****, and a measurement front stirrup with a storage means make the anterior eye segment image under measurement correspond to the direction of measurement data, and memorize it, and the output unit which output the memorized measurement data and the anterior eye segment image

[0005]

[Embodiments of the Invention] Hereafter, the gestalt of operation of this invention is explained based on a drawing.

Drawing 1 is drawing showing the composition of the cornea operation process defined system concerning this invention. The ophthalmology measuring device to which 1 measures a cornea configuration and a refractive-power distribution, and 200 are cornea operation equipment which irradiates a laser beam at a patient eye (****). In the ophthalmology measuring device 1, after obtaining the measurement data of the cornea configuration used as the factor which determines the amount of corneal abscission, and a refractive-power distribution, the amount data of ablation are computed based on the

measurement data. The amount data of ablation is transmitted to the computer 209 of cornea operation equipment 200 through a wire communication or an electronic recording medium.

[0006] The side appearance of the ophthalmology measuring device 1 is shown in drawing 1. The head supporter 2 for fixing the head of the subject is fixed to fixed pedestal 1a. Measurement is performed where a patient's (subject) face is perpendicularly saved to this head supporter 2. 5 is the test section by which a measuring beam study system, alignment optical system, etc. were contained. By toppling a joy stick 4 all around, this soma 3 which carries a test section 5 moves all around (Z, the direction of X) in a fixed pedestal 1a top. Moreover, by carrying out rotation operation of the rotatable-knob 4a prepared in the joy stick 4, the direction driving gear of Y (upper and lower sides) which consists of a motor etc. operates, and a test section 5 moves to the upper and lower sides (the direction of Y) to this soma 3. 39 is the monitor of a color and the information information to the ** persons the image for observation examined the eyes, as a result of alignment information, as a result of [measurement], etc., etc. is displayed.

[0007] Drawing 2 is drawing showing the optical system contained by the test section 5. 101 is optical system which floodlights the flux of light for cornea configuration measurement. The ring pattern which 102 is the PURACHIDO board of the shape of an abbreviation semi-sphere which has opening in a center section, and has much the translucent parts and the shading sections of a concentric circle centering on an optical axis L1 is formed. 103 is the lighting light sources, such as Light Emitting Diode, it is reflected by the reflecting plate 104 and the light which emitted the light source 103 illuminates the PURACHIDO board 102 to homogeneity mostly from behind. A ring pattern image is projected on the cornea examined the eyes. The anterior eye segment lighting light source 105 which emits near-infrared light is formed in the periphery of the PURACHIDO board 102.

[0008] Behind the reflecting plate 104, the index projection optical system 110 for working distance detection equipped with the light source 111 and a lens 112, and a lens 116 and the index detection optical system 115 equipped with the position sensing element 117 are arranged. Light from the light source 111 is made into the abbreviation parallel flux of light with a lens 112, and is irradiated by the patient canthus film from across through opening prepared in the reflecting plate 104 and the PURACHIDO board 102, and the index image of the light source 111 is projected on a cornea. The flux of light of the index image formed in the cornea passes along opening prepared in the PURACHIDO board 102 and the reflecting plate 104, and it carries out incidence to the position sensing element 117 through the lens 116 of the index detection optical system 115. The alignment state of the working distance examined the eyes to equipment is detected from the position of the index image which carried out incidence to the position sensing element 117.

[0009] Behind the optical axis L1, the eye refractive-power measuring beam study system 120 is formed. The eye refractive-power measuring beam study system 120 consists of a slit projection optical system 121 and slit image light-receiving optical system 131. The near-infrared flux of light which emitted the light source 122 of the slit projection optical system 121 illuminates slit opening prepared in the rotating sector 123. After the slit flux of light scanned by rotation of a rotating sector 123 passes through the projection lens 124 and the limit drawing 125, it is reflected by the beam splitter 126. Then, it is floodlighted by eyegrounds, after penetrating the beam splitter 25 which makes the same axle the optical axis of fixation optical system and observation optical system and condensing near the cornea examined [E] the eyes.

[0010] The slit image light-receiving optical system 131 is equipped with drawing 134 and the light sensing portion 135 which were prepared on the optical axis L2 reflected by the light-receiving lens 132 prepared on the optical axis L1, a mirror 133, and the mirror 133. Drawing 134 is arranged in the posterior focal position of the light-receiving lens 132, a light sensing portion 135 — the light-receiving side — the light-receiving lens 132 — being related — the cornea examined the eyes and abbreviation — it has eight photo detectors 136a-136h located in a conjugate position. The photo detectors 136a-136f of these are located on the straight line passing through the center (optical axis L2) of a light-receiving side, and they are prepared so that photo detectors 136a and 136b, photo detectors 136c and 136d, and photo detectors 136e and 136f may become symmetrical to the center of a light-receiving side, respectively. The arrangement distance is set up so that three pairs of these photo detectors can detect the refractive power corresponding to each position of the direction of circles of longitude of a cornea (on drawing 4, shown as equivalent size on a cornea). On the other hand, photo detectors 136g and 136h are formed so that it may become symmetrical on the straight line which intersects perpendicularly with photo detectors 136a-136f focusing on an optical axis L2.

[0011] By this eye refractive-power measuring beam study system 120, a rotating sector 123 and a light sensing portion 135 rotate by the rolling mechanism which consists of a motor, a gear, etc. synchronizing with the circumference of an optical axis, respectively.

[0012] On the optical axis L3 made an optical axis L1 and the same axle by the beam splitter 25, one-way mirrors 26 and 27, a lens 28, the fixation label 29, and the visible lighting light source 30 are arranged. The fixation label 29 has a fixation point in the center, and the surroundings of it are considering it as the composition which penetrates the light. Moreover, a lens 28 is movable in the optical-axis L3 direction, changes the position of the fixation label 29 which carries out the fixation to optometry-ed, and **** is applied at the time of eye refractive-power measurement, or it gives a regulation load at it to optometry-ed.

[0013] On the optical axis L4 made into an optical axis L3 and the same axle with a one-way mirror 27, a lens 33 and the light source 34 for alignment are arranged, and the index flux of light for the alignment of the direction of four directions is floodlighted by the cornea examined the eyes by lighting of the light source 34.

[0014] Moreover, on the optical axis L5 made into an optical axis L3 and the same axle with a one-way mirror 26, the lens 35 and CCD camera 38 which is an image pick-up element are arranged, and CCD camera 38 receives the reflected light of the from examined the eyes. The output from CCD camera 38 is inputted into a monitor 39, and a photography image is displayed. CCD camera 38 is used as the object for anterior eye segment observation, and an object for detection of an alignment index image, and also is made to serve a double purpose as an object for detection of a PURACHIDO ring image, and constitutes a part of alignment optical system and cornea configuration measuring beam study system. Moreover, CCD camera 38 constitutes the photography optical system for anterior eye segment photography.

[0015] Next, the composition of cornea operation equipment 200 is explained based on drawing 5 -8. Drawing 5 is the external view of cornea operation equipment 200. 201 is a main part of operation equipment, and the excimer laser etc. is built in. The laser beam of an excimer laser shell passes along the optical system for laser radiation mentioned later, and is led to the arm section 202. The interior of the arm section 202 has the optical path of a laser beam, and optical elements, such as a mirror, are arranged. The micro mirror part 203 of the both eyes for observing a patient eye and the lighting section 204 grade are prepared in the arm point 205 of the arm section 202.

[0016] The arm section 202 is [with the direction arm mechanical component 251 of X] movable in the direction of X (it is a longitudinal direction to a way person) with the direction mechanical component 252 of Y in the direction (it is a cross direction to a way person) of Y, as shown in drawing 6 . Moreover, the arm point 205 is movable to a Z direction (the vertical direction) with the Z direction nose-of-cam mechanical component 253. Each mechanical component 251,252,253 consists of a motor and a sliding mechanism.

[0017] 206 is a controller and is equipped with operation switches, such as the joy stick 207 which gives the signal for driving the arm section 202 in the XY direction, and a focal adjustment switch for performing alignment of a Z direction, a photography switch. The foot switch for 208 sending a laser radiation signal and 209 are computers which perform the operation of the various required data inputs of operation conditions and required laser radiation control data, a display, storage, etc. A computer 209 is constituted by a main part 290, a monitor 291, a keyboard 292, and mouse 293 grade. 300 is a bed for patients and a patient undergoes an operation in the state of lying-down grade. A patient eye is put on the bottom of the microscope of the micro mirror part 203.

[0018] The outline composition of the optical system of the main part 201 of operation equipment and a control system is explained based on drawing 7 . 210 is a laser light source which carries out outgoing radiation of the excimer laser with the wavelength of 193nm. It is reflected by mirrors 211 and 212 and the laser beam by which outgoing radiation was horizontally carried out from the laser light source 210 is reflected in a direction further 90 degrees by the flat-surface mirror 213. The flat-surface mirror 213 is movable in the direction of an arrow in drawing with the mirror mechanical component 214, carries out the parallel displacement of the laser beam in the Gaussian distribution direction, and can excise an object uniformly. Since this point is indicated in detail by JP,4-242644,A, refer to this for it for details.

[0019] It is an image rotator, a rotation drive is carried out by the image rotator mechanical component 216 a center [a main optical axis], and 215 rotates a laser beam to the circumference of an optical axis. 217 is a mirror.

[0020] 218 is adjustable circular aperture which restricts an ablation field circularly, and the diameter of opening is changed by the aperture mechanical component 219. 220 is adjustable slit aperture which restricts an ablation field in the shape of a slit, and the direction of opening width of face and slit opening is changed by the aperture mechanical component 221. 222 and 223 are mirrors which change the direction of a beam. 224 is a projection lens for projecting the circular aperture 218 and the slit aperture 220 on the cornea Ec of a patient eye.

[0021] Moreover, the division aperture board 260 is arranged possible [insertion and detachment], and the division aperture board 260 divides the longitudinal direction of a laser beam into the optical path between the slit aperture 220 and a mirror 222 alternatively with combination with the division shutter 265. This division aperture board 260 and the division shutter 265 are used when carrying out ablation of the unsymmetrical component of a cornea. If the division aperture board 260 is seen from a light source 210 side, as shown in drawing 8 , six circular small aperture 261 of the same size is located in a line. The longitudinal direction of a rectangle laser beam can be divided alternatively, and can be irradiated by opening and closing alternatively with the shutter board 266 in which the division shutter 265 has such circular small aperture 261. In addition, the intensity distribution of the laser beam by the diffraction which takes place to it in case the opening is passed to each circular small aperture 261 are prepared in amendment amendment optical system. The division aperture board 260 and the division shutter 265 are movable within a flat surface with a perpendicular laser beam shaft with a mechanical component 268.

[0022] 225 is a dichroic mirror with the property of reflecting a 193nm excimer laser beam and passing the light and infrared light, 90 degrees of laser beams which passed through the projection lens 224 are deflected by the dichroic mirror 225, and a light guide is carried out to Cornea Ec.

[0023] Above a dichroic mirror 225, fixation LGT 226, an objective lens 227, and the micro mirror part 203 are arranged. 230 is a mirror arranged between the binocular optical paths of the micro mirror part 203 (on the optical axis of an objective lens 227), and the image formation lens 231, the mirror 232, the infrared transparency filter 235, and CCD camera 233 are arranged on the reflective photometry way of a mirror 230. An objective lens 227, a mirror 230, a mirror 232, the infrared transparency filter 235, and CCD camera 233 constitute the optical system which picturizes a patient's anterior eye segment. The output of CCD camera 233 is connected to the computer 209.

[0024] Under the dichroic mirror 225, the slit projection optical systems 240a and 240b arranged in the lighting section 204 are arranged on both sides of the optical axis of an objective lens 227 at the bilateral symmetry. Each slit projection optical systems 240a and 240b consist of the lighting lamps 241a and 241b which emit the light, condensing lenses 242a and 242b, slit boards 243a and 243b with a cross-joint slit, and projection lenses 244a and 244b. The slit boards 243a and 243b are in Cornea Ec and conjugate physical relationship to the projection lenses 244a and 244b, and always carry out image formation of the image of the cross-joint slit to the focus position on the optical axis of an objective lens 227. Moreover, 246a and 246b are the sources of infrared light for anterior eye segment lighting. In addition, the anterior eye segment photography by CCD camera 233 may be composition performed from [of slit projection-optical-system 240a or 240b] an optical axis.

[0025] 250 is a control section which controls a laser light source 210, each mechanical component, etc. Moreover, the computer 209, the foot switch 208, and the controller 206 are connected to the control section 250.

[0026] In addition, although illustration was omitted with the operation gestalt, it is desirable to carry an eye tracking function (function to follow the movement and to double a laser radiation position when a patient eye moves during alignment and laser radiation) in equipment. This can use what was indicated to JP,9-149914,A by these people.

[0027] Next, operation of a process defined system with the above composition is explained. First, measurement operation of the ophthalmology measuring device 1 is explained using the block block diagram of the control system shown in drawing 3 . In measurement, a head is fixed with the head supporter 2 so that the both eyes of the subject may be in a level state. The face of the subject is made into the measurement state of a standing position. When measuring a cornea configuration, cornea configuration measurement mode is chosen with the mode circuit changing switch 40. A ** person performs alignment by XYZ movement of a test section 5 by operation of joy stick 4 grade, observing the anterior eye segment image examined [which was illuminated by the light source 105] the eyes with a monitor 39. The index image formed focusing on the optics which becomes settled in cornea optical system with the light source 34 is made for the alignment of the XY direction to be located at the center of the collimation marker (not shown) displayed on a monitor 39. Since the indicator for alignment is displayed by control of a control section 50 on a monitor 39 based on the bias information on the working distance direction that the alignment of a Z direction is obtained by the position sensing element 117, a ** person moves and adjusts this soma 3 to a Z direction according to an indicator.

[0028] If the measurement switch 41 is pushed after making alignment complete, predetermined-time lighting of the lighting light source 103 is carried out, a PURACHIDO ring will be projected on the cornea examined the eyes, and the anterior eye segment image picturized by CCD camera 38 will be memorized by the image memory 43. The cornea configuration operation part 53 carries out the image processing of the picture memorized by the image memory 43, and performs the edge detection of a PURACHIDO ring image. And it asks for a cornea curvature distribution from obtaining each edge position to a cornea center for every predetermined angle (1 time) step. Cornea curvature distribution data are memorized by the storage sections 45, such as a hard disk, with the image pick-up data of an anterior eye segment image.

[0029] When measuring eye refractive power, it is made refractive-power measurement mode. While the anterior eye segment image picturized by CCD camera 38 will once be memorized by the image memory 43 if the measurement switch 41 is pushed after carrying out alignment like the above-mentioned, eye refractive-power measurement by the eye refractive-power measuring beam study system 120 is performed. Photography of an anterior eye segment image may be under measurement. The eye refractive-power operation part 52 asks for the distribution of eye refractive power which changes in the direction of circles of longitude based on the phase contrast of the output signal from each photo detector which a light sensing portion 135 has. The obtained measurement data is memorized by the storage section 45 with the image pick-up data of an anterior eye segment image. Since the measurement data of a refractive-power distribution has a direction component at this time, a measurement front stirrup matches physical relationship with the anterior eye segment image pick-up photoed during measurement, and a control section 50 makes it memorize. In addition, with JP,10-108837,A by these people, since refractive-power distribution measurement is fundamentally the same, refer to this for it for details.

[0030] If the measurement data of a cornea curvature distribution and the measurement data of an eye refractive-power distribution are obtained, each measurement data will be inputted into the amount analysis section 54 of ablation by operating the keyboard 58 and mouse 57 which were connected to the control section 50 according to the directions displayed on a monitor 39. [in / optometry-ed / same / as mentioned above] The amount analysis section 54 of ablation calculates the amount of ablation for a refraction operation (the amount of corneal abscission) from eye refractive-power distribution data and cornea curvature distribution data. Hereafter, the outline is explained. In addition, by both measurement, it can usually treat by performing continuously measurement of a cornea configuration and a refractive-power distribution as what the rotation gap and the collimation gap occur and does not require them for optometry-ed.

[0031] First, a cornea three-dimensions configuration is searched for from the measured cornea curvature, and it changes into cornea refractive power using a Snell's law. Next, the data of the measured eye refractive-power distribution are changed into the data of an eye refractive-power distribution in a cornea position. By these, the value which expressed refractive power required to consider optometry-ed as emmetropia with the form of cornea refractive power is calculated. And the distribution data of this refractive power are changed into the distribution data of cornea curvature, i.e., the three-dimensions configuration data of a cornea, using a Snell's law. Finally, the data of an operation field are given and the amount of ablation is computed to the three-dimensions configuration which can be found from the cornea curvature by cornea configuration measurement by deducting the three-dimensions configuration data which can be found from the cornea curvature distribution which changed the refractive-power distribution. As data of this amount of ablation, a spherical-surface component (symmetry-of-revolution component), a cylindrical-surface component (axial-symmetry component), and an unsymmetrical component are divided and asked, and the graphic display of each amount of ablation is carried out in 3-dimensional configurations, such as a bird's-eye view.

[0032] In addition, although measurement shall ask for a refractive-power distribution, this may measure a wave aberration distribution (measurement shown in USP.6,086,204). Since a refractive-power distribution can be transposed to the form of wave aberration, both can say that it is equivalent. Although calculation of the amount of ablation is only called for even from wave aberration data, precision is secured more for the direction for which it asks by the relation with the measurement data of a cornea configuration.

[0033] The image data of the anterior eye segment memorized by the called-for amount data of ablation and the image memory 43 is made a set, and is outputted to the cornea operation equipment 200 side through the floppy disk into which it was put by communication port 59b and floppy disk drive 59a. A computer 209 takes charge of the receipt of data. In addition, the amount analysis section 53 of ablation may be given to the computer 209 by the side of cornea operation equipment 200, may make a set measurement data and anterior eye segment image data, and they are outputted to a computer 209, it may send them, and things are sufficient as it.

[0034] Next, operation of cornea operation equipment 200 is explained. A patient is put to sleep on a bed 300 and a patient's face is prepared in a position relation to a bed 300. namely, the physical relationship of a patient's face [as opposed to / since the direction of XY which a bed 300 and the arm point 205 move is adjusted to the predetermined relation / the test section 5 of the ophthalmology measuring device 1] — the arm point 205 — also receiving — abbreviation — it will change into the same state Next, a way person performs alignment of the XY direction so that it may mind through the micro mirror part 203 and a reticle and a pupil without illustration may become a predetermined relation. The alignment of a Z direction observes the slit image projected from the slit projection optical systems 240a and 240b, and it is made for both slit image to lap at the center. After making alignment complete, the photography switch arranged at the controller 206 is pushed, and an anterior eye segment image is picturized by CCD camera 233. The picturized anterior eye segment image is inputted into a computer 209, and is memorized by the storage section which a computer 209 has.

[0035] If the anterior eye segment image of the patient eye in lying-down grade is obtained, a computer 209 will perform amendment processing of the measurement data based on the difference in posture from this and the anterior eye segment image obtained at the time of measurement of the ophthalmology measuring device 1. Hereafter, this amendment processing is explained.

[0036] First, the anterior eye segment image data obtained at the time of measurement of the ophthalmology measuring device 1 and the anterior eye segment image data obtained by CCD camera 233 are read. Drawing 9 shows the example of a screen displayed on the monitor 291 at this time. Anterior eye segment picture 310a obtained at the time of measurement of the ophthalmology measuring device 1 is displayed on screen left-hand side, and anterior eye segment picture 310b obtained by the operation equipment 200 side is displayed on screen right-hand side. A pupil edge is extracted about the anterior eye segment pictures 310a and 310b by the image-analysis section which a computer 209 has, and a pupil center is searched for by it. 311a shows the pupil center over anterior eye segment picture 310a, and 311b shows the pupil center over anterior eye segment picture 310b, and it is indicated by the mark on each anterior eye segment. How to search for a pupil center defines the rectangle surrounded with the vertical line of-two right and left and the horizontal line

of the two upper and lower sides which touch a pupil edge, and makes it the intersection of the diagonal line. In addition, the method of searching for from the center of gravity of a pupil may be used. In addition, in anterior eye segment picture 310a, 319 shows the luminescent-spot image formed with the light source 34 for alignment.

[0037] Next, a way person observes the anterior eye segment pictures 310a and 310b, finds the focus which appears common to both from the pattern of the iris, and clicks and specifies the point with a mouse 293, respectively. For example, the points 313a and 313b on each picture are clicked. the segment with which the image-analysis section of a computer 209 connects pupil center 311a and focus 313a in anterior eye segment picture 310a — 315a — computing — this segment — it asks for 315a, horizontal-center-line 317a, and angle θ_{1a} to accomplish the segment which similarly connects pupil center 311b and focus 313b in anterior eye segment picture 310b — 315b — computing — this segment — it asks for 315b, horizontal-center-line 317b, and angle θ_{1b} to accomplish. And it asks for a rotation gap (Torsion) of the eyeball by the difference in posture by $\Delta\theta = \theta_{1b} - \theta_{1a}$ by comparing angle θ_{1a} with angle θ_{1b} . This rotation gap $\Delta\theta$ is data on the basis of a pupil center, and is used as amendment data at the time of a cornea operation. In addition, in detection of a rotation gap, it is desirable by extracting many focus to obtain two or more angles of a horizontal center line and the segment to make, and to equalize these.

[0038] If specification of the focus 313a and 313b of both pictures is completed — a screen — the bottom — the segment of both pictures — 315a and a segment — graphic-diagram form 320 which compounded 315b in the same reference point is displayed. By this display, the grade of rotation gap $\Delta\theta$ becomes intelligible visually.

[0039] In addition, a pupil diameter usually changes with differences between the lighting of the room, and the anterior eye segment lighting by each equipment in the time of measuring by the ophthalmology measuring device 1, and the time of a cornea operation. If it is the angle from the datum line of the segment which connects the characteristic pattern and pupil center of the iris, it can ask for a rotation gap, without being influenced by the pupil diameter. Moreover, it is not influenced by the difference of the image pick-up scale factor of both equipments by the above-mentioned method, either. This can also be used for it if the feature is found in the vessel of not only the pattern of the iris but a sclera, the margo pupillaris iridis of the feature extraction from an anterior eye segment picture, etc.

[0040] Moreover, although a way person shall observe two pictures and shall specify the focus above, when the image-analysis section of a computer 209 carries out the image processing of the two anterior eye segment pictures, respectively, the feature data of an eye can be extracted and it can also consider as the composition which detects a rotation gap automatically from both comparison. The function in which an image processing extracts the feature data of an anterior eye segment may be given to the ophthalmology measuring device 1 side, makes the feature data and measurement data a set in this case, and sends them to the cornea operation equipment 200 side.

[0041] A computer 209 will amend ablation data by rotation gap on the basis of a pupil center, if the rotation gap data of an eyeball are obtained. When the luminescent-spot image 319 and pupil center 311a which were considered as the collimation at the time of measurement have shifted in anterior eye segment picture 310a obtained by the ophthalmology measuring device 1 at this time, based on the gap, it amends to the ablation data on the basis of a pupil center. And the control data which controls each mechanical component of the irradiation optical system which cornea operation equipment 200 has based on the ablation data which carried out amendment processing is searched for, and the control data is outputted to a control section 250.

[0042] The corrective surgery by cornea operation equipment 200 is explained. Here, myopia reform shall be performed. After performing alignment to the above-mentioned on the basis of a pupil center like, a foot switch 208 is pushed and a laser beam is irradiated. In myopia reform of the spherical surface based on the ablation data of a spherical-surface component, a control section 250 restricts a laser beam by the circular aperture 218, moves the flat-surface mirror 213 one by one, and moves a laser beam in the Gaussian distribution direction. and a laser beam finishes (1 scan is carried out) moving the 1st page — every — the move direction of a laser beam is changed by rotation of the image rotator 215 (for example, the three directions of a 120-degree interval), and ablation of the field restricted by the circular aperture 218 is carried out to abbreviation homogeneity. By performing this, whenever it changes the size of the opening field of the circular aperture 218 one by one, it is deep in the center section of the cornea, and ablation of the spherical-surface component which made the periphery shallow can be performed.

[0043] In the astigmatism reform based on the ablation data of a pillar component, a control section 250 fixes the size of the opening field of the circular aperture 218 according to an optical zone, and changes the opening width of face of the slit aperture 220. Moreover, the slit aperture 220 adjusts the direction of slit opening by the mechanical component 221 so that the slit opening width of face may change in the direction of strong principal meridians (direction where rotation gap $\Delta\theta$ was amended). Whenever irradiation of a laser beam moves the flat-surface mirror 213 one by one, moves a laser beam in the Gaussian distribution direction like the case of the above-mentioned myopia reform and carries out 1 scan of the laser beam, it changes the move direction of a laser beam by rotation of the image rotator 215, and carries out ablation of the field restricted by the slit aperture 220 to abbreviation homogeneity. And ablation of a partial cylindrical-surface component can be performed by repeating this, changing the opening width of face of the slit aperture 220 one by one.

[0044] The ablation of a partial unsymmetrical component opens and covers circular small aperture 261 alternatively by the drive of the division shutter 265 while adjusting the position of the circular small aperture 261 in which the division aperture board 260 is arranged to an optical path, and the division aperture board 260 has it based on the ablation data of the unsymmetrical component by which amendment processing was carried out. By carrying out the scan of the laser beam by movement of the flat-surface mirror 213, only the laser beam of a small field which passes the circular small aperture 261 opened wide comes to be irradiated on a cornea. The amount of ablation in each position is performed by controlling irradiation time. Thereby, ablation of an unsymmetrical component can be performed.

[0045] Although the cornea operation equipment 200 of the above operation gestalt explained taking the case of the equipment which performs ablation by aperture control, this invention is applicable even if it is equipment of the type which scans the laser beam of a small spot two-dimensional.

[0046] Moreover, what is necessary is to photo an anterior eye segment image at the time of each measurement, and for contrast of focus extraction, such as an iris pattern, to detect a rotation gap like the above, and just to amend both measurement data by the rotation gap, when there is both rotation gap at the time of measurement of the cornea configuration by the ophthalmology measuring device 1, and a refractive-power distribution. criteria [image / luminescent-spot / of the light source / in / both anterior eye segment picture / when there is a gap of a collimation position] 34] —

carrying out -- an amendment -- things are made The control section 50 by the side of the ophthalmology measuring device 1 may perform these amendment processings, and the computer 209 by the side of cornea operation equipment 200 may perform them.

[0047]

[Effect of the Invention] As explained above, according to this invention, a rotation gap of the eyeball by the difference of the posture at the time of measurement and an operation etc. is amended, and a more accurate operation can be conducted.

[Translation done.]

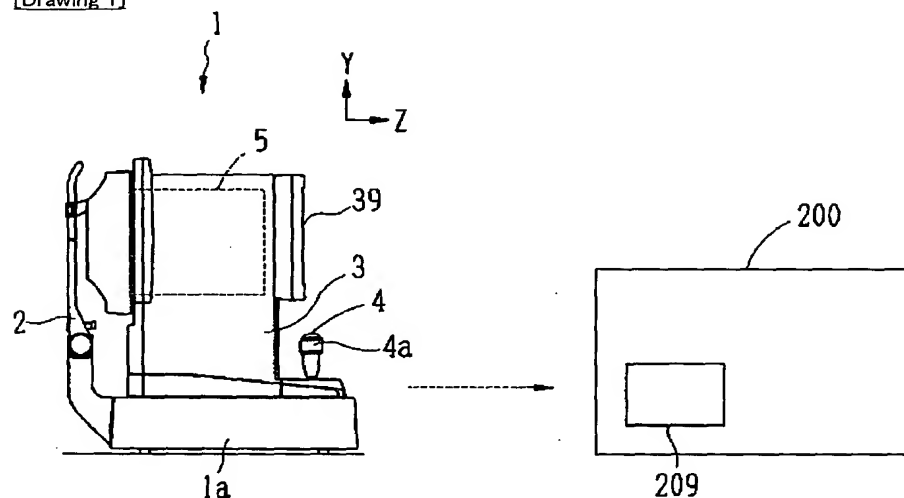
* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

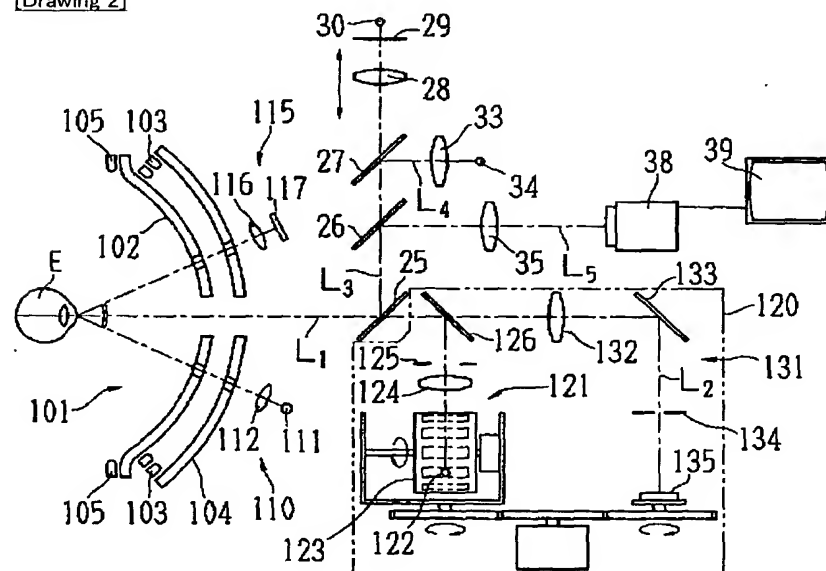
- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.*** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

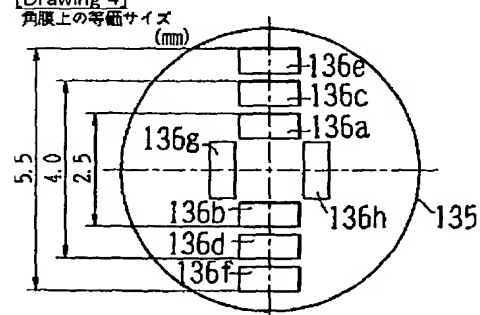
[Drawing 1]



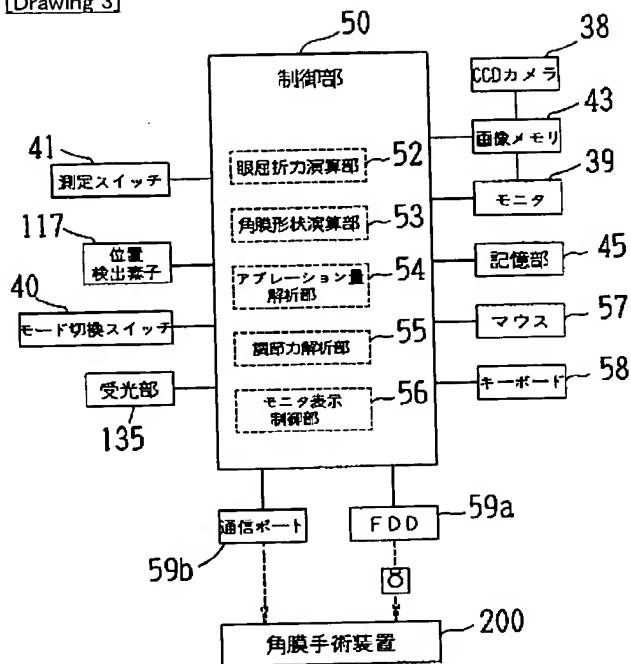
[Drawing 2]



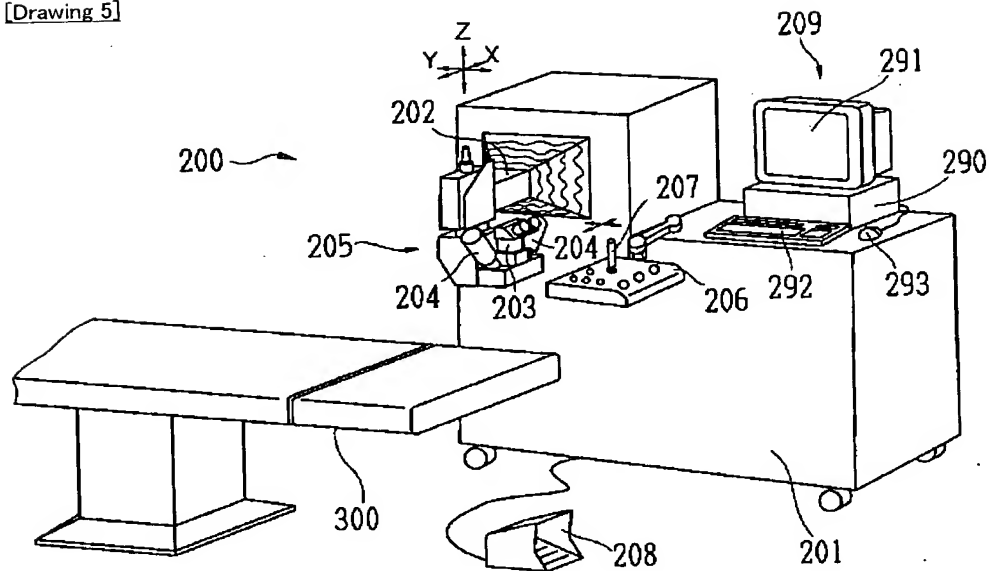
[Drawing 4]



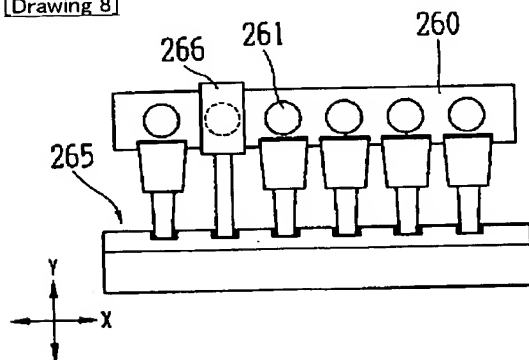
[Drawing 3]



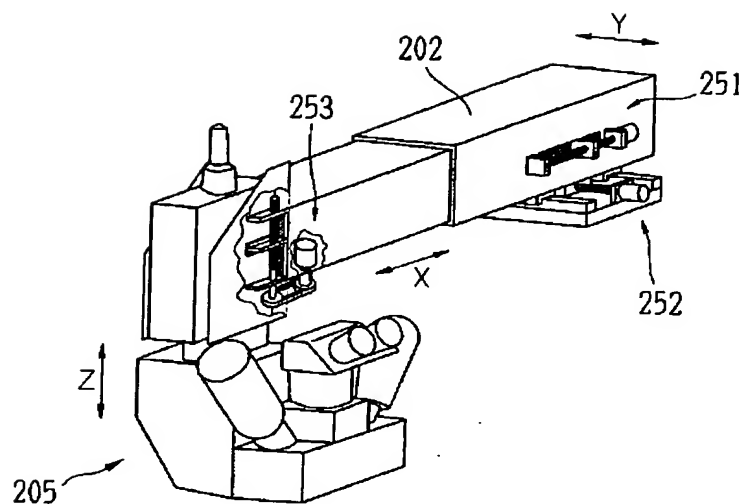
[Drawing 5]



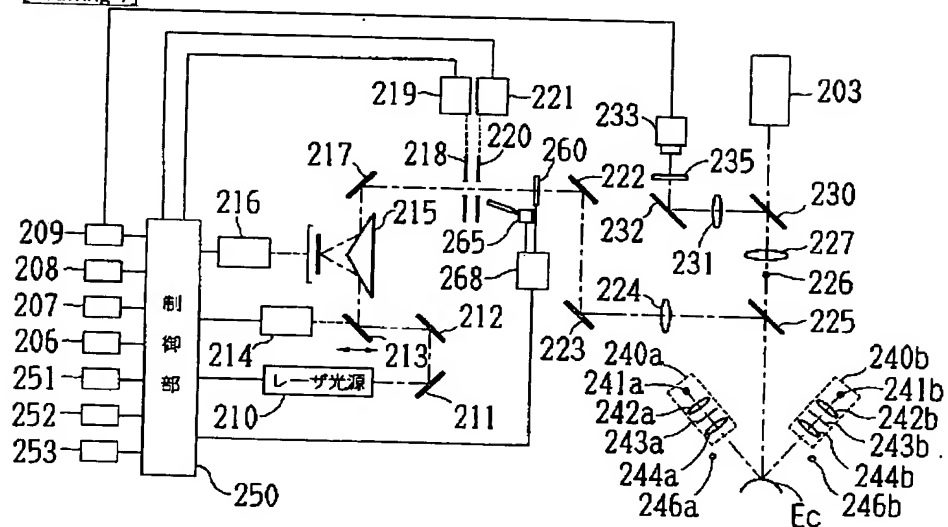
[Drawing 8]



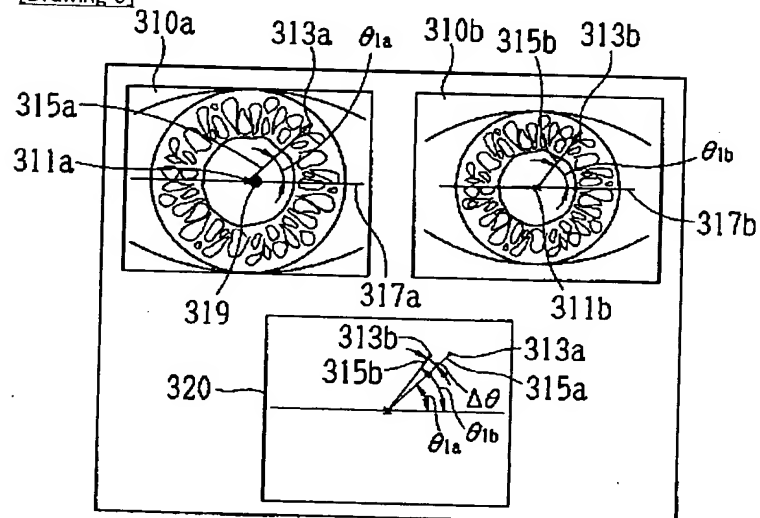
[Drawing 6]



[Drawing 7]



[Drawing 9]



[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開 2003-79657

(P 2003-79657 A)

(43) 公開日 平成15年3月18日 (2003. 3. 18)

(51) Int. Cl. 7

識別記号

A 6 1 F 9/007

A 6 1 B 3/10

F I

A 6 1 F 9/00 5 1 2

A 6 1 B 3/10 H

M

A 6 1 F 9/00 5 7 0

ターコット (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 5

OL

(全 1 1 頁)

(21) 出願番号 特願2001-276208 (P2001-276208)

(22) 出願日 平成13年9月12日 (2001. 9. 12)

(71) 出願人 000135184

株式会社ニデック

愛知県蒲郡市栄町7番9号

(72) 発明者 藤枝 正直

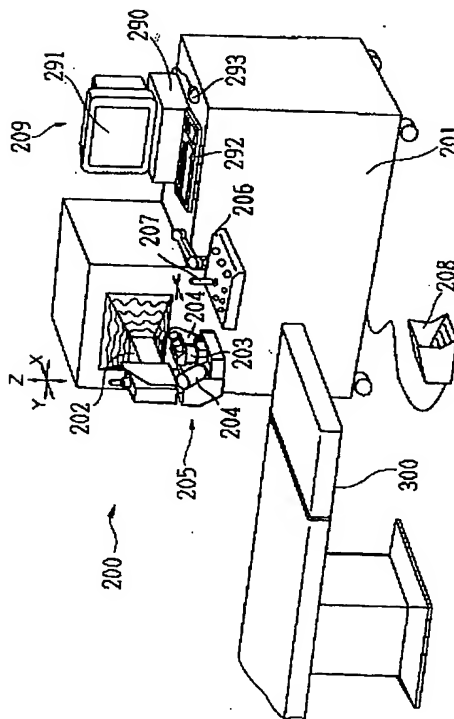
愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会社
ニデック拾石工場内

(54) 【発明の名称】 角膜手術装置及び眼科装置

(57) 【要約】

【課題】 角膜表面の切除をより精度良く行えるようにする。

【解決手段】 術眼の角膜を部分的に切除し、角膜の形状を変える角膜手術装置は、術眼の切除量を決定する要因となる測定データ及び測定時の状態で撮像された前眼部像の第1画像データを眼科測定装置から受け取るためのデータ受信ユニットと、測定データに基づき角膜の切除データを決定する切除量決定手段と、手術を受ける状態に置かれた術眼の前眼部を撮像する撮像光学系と、該撮像光学系により撮像された前眼部像の第2画像データを前記第1画像データと対比し、撮影体位の違いによる眼の回転ずれを検出する検出手段と、該検出手段による回転ずれに基づいて前記角膜の切除データを補正するデータ補正手段と、を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 術眼の角膜を部分的に切除し、角膜の形状を変える角膜手術装置において、術眼の切除量を決定する要因となる測定データ及び測定時の状態で撮像された前眼部像の第 1 画像データを単数又は複数の測定手段から通信線又は記憶媒体を介して受け取るためのデータ受信ユニットと、前記測定手段の測定データに基づき角膜の切除データを決定する切除量決定手段と、手術を受ける状態に置かれた術眼の前眼部を撮像する撮像光学系と、該撮像光学系により撮像された前眼部像の第 2 画像データを前記第 1 画像データと対比し、撮影体位の違いによる眼の回転ずれを検出する検出手段と、該検出手段による回転ずれに基づいて前記角膜の切除データを補正するデータ補正手段と、を備えることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 2】 請求項 1 の検出手段は、前記第 1 及び第 2 画像データを同一画面に並べて表示する表示手段と、表示された両者の画像データに共通の特徴パターンを特定する特定手段と、を持つことを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 3】 請求項 1 の検出手段は、瞳孔中心を基準に眼の回転ずれを検出することを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 4】 術眼の角膜を部分的に切除し、角膜の形状を変える角膜手術装置において、術眼角膜の切除量を決定する要因となる測定データを基に決定された切除データ及び測定時の状態で撮像された前眼部像の第 1 画像データを通信線又は記憶媒体を介して受け取るためのデータ受信ユニットと、手術を受ける状態に置かれた術眼の前眼部を撮像する撮像光学系と、該撮像光学系により撮像された前眼部像の第 2 画像データを前記第 1 画像データと対比し、撮影体位の違いによる眼の回転ずれを検出する検出手段と、該検出手段による回転ずれに基づいて前記角膜の切除データを補正するデータ補正手段と、を備えることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 5】 術眼の角膜を部分的に切除する角膜手術装置のために術眼の切除量を決定する要因となる測定データを得る眼科装置において、術眼の前眼部を撮影する撮影光学系と、測定前又は測定中の前眼部像を測定データの方位に対応させて記憶する記憶手段と、記憶された測定データ及び前眼部像を出力する出力ユニットと、を備えることを特徴とする眼科装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、角膜を切除することにより角膜表面形状を変える角膜手術装置及びそのための測定データを得る眼科装置に関する。

【0002】

【従来技術】 レーザビームの照射により角膜を切除（アブレーション）し、角膜表面形状を変化させることによ

り眼の屈折異常を矯正する角膜手術装置が知られている。この種の手術では、手術前の術眼の角膜形状や屈折力分布（あるいは波面収差の分布）等の特性を測定し、その測定データに基づいて角膜の切除データを算出することが行われている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記のような眼特性の測定時の体位は、通常、立位の状態（患者の顔を立てた状態）であるのに対し、角膜手術時の体位はベットに横臥位になった状態で行われる。立位の状態に対して横臥位の状態では眼球回転が発生することが知られており、患者にもよるが、角度にして 5 度以上回転するケースもある。従来角膜手術では、この体位の違いによる眼球の回転を十分に考慮できていないという問題があった。本発明は、上記従来技術に鑑み、角膜手術をより精度良く行える角膜手術装置及び眼科装置を提供することを技術課題とする。

【0004】

【課題を解決するための手段】 上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

(1) 術眼の角膜を部分的に切除し、角膜の形状を変える角膜手術装置において、術眼の切除量を決定する要因となる測定データ及び測定時の状態で撮像された前眼部像の第 1 画像データを単数又は複数の測定手段から通信線又は記憶媒体を介して受け取るためのデータ受信ユニットと、前記測定手段の測定データに基づき角膜の切除データを決定する切除量決定手段と、手術を受ける状態に置かれた術眼の前眼部を撮像する撮像光学系と、該撮像光学系により撮像された前眼部像の第 2 画像データを前記第 1 画像データと対比し、撮影体位の違いによる眼の回転ずれを検出する検出手段と、該検出手段による回転ずれに基づいて前記角膜の切除データを補正するデータ補正手段と、を備えることを特徴とする。

(2) (1) の検出手段は、前記第 1 及び第 2 画像データを同一画面に並べて表示する表示手段と、表示された両者の画像データに共通の特徴パターンを特定する特定手段と、を持つことを特徴とする。

(3) (1) の検出手段は、瞳孔中心を基準に眼の回転ずれを検出することを特徴とする。

(4) 術眼の角膜を部分的に切除し、角膜の形状を変える角膜手術装置において、術眼角膜の切除量を決定する要因となる測定データを基に決定された切除データ及び測定時の状態で撮像された前眼部像の第 1 画像データを通信線又は記憶媒体を介して受け取るためのデータ受信ユニットと、手術を受ける状態に置かれた術眼の前眼部を撮像する撮像光学系と、該撮像光学系により撮像された前眼部像の第 2 画像データを前記第 1 画像データと対比し、撮影体位の違いによる眼の回転ずれを検出する検出手段と、該検出手段による回転ずれに基づいて前記

角膜の切除データを補正するデータ補正手段と、を備えることを特徴とする。

(5) 術眼の角膜を部分的に切除する角膜手術装置のために術眼の切除量を決定する要因となる測定データを得る眼科装置において、術眼の前眼部を撮影する撮影光学系と、測定前又は測定中の前眼部像を測定データの方位に対応させて記憶する記憶手段と、記憶された測定データ及び前眼部像を出力する出力ユニットと、を備えることを特徴とする。

【0005】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面に基いて説明する。図1は本発明に係る角膜手術装置システムの構成を示す図である。1は角膜形状及び屈折力分布を測定する眼科測定装置、200はレーザビームを患者眼（術眼）に照射する角膜手術装置である。眼科測定装置1では角膜切除量を決定する要因となる角膜形状及び屈折力分布の測定データを得た後、その測定データに基づき切除量データを算出する。その切除量データは角膜手術装置200のコンピュータ209に有線通信又は電子記録媒体を介して転送される。

【0006】図1には眼科測定装置1の側面外観を示している。固定基台1aには被検者の頭部を固定するための頭部支持部2が固設されている。この頭部支持部2に患者（被検者）の顔を垂直に立てた状態で測定が行われる。5は測定光学系やアライメント光学系等が収納された測定部である。測定部5を搭載する本体部3はジョイスティック4を前後左右に倒すことにより、固定基台1a上を前後左右（Z、X方向）に移動する。また、ジョイスティック4に設けられた回転ノブ4aを回転操作することにより、モータ等からなるY（上下）方向駆動装置が作動し、測定部5は本体部3に対して上下（Y方向）に移動する。39はカラーのモニタであり、観察用の被検眼像やアライメント情報、測定結果等の検者への報知情報が表示される。

【0007】図2は測定部5に収納される光学系を示す図である。101は角膜形状測定用の光束を投光する光学系である。102は中央部に開口を持つ略半球状のブラチド板であり、光軸L1を中心にした同心円の多数の透光部と遮光部を持つリングパターンが形成されている。103はLED等の照明光源で、光源103を発した光は反射板104で反射され、ブラチド板102を背後からはほぼ均一に照明するようになっている。被検眼角膜にはリングパターン像が投影される。ブラチド板102の外周には近赤外光を発する前眼部照明光源105が設けられている。

【0008】反射板104の背後には、光源111とレンズ112を備える作動距離検出用の指標投影光学系110、レンズ116と位置検出素子117を備える指標検出光学系115が配置されている。光源111からの光はレンズ112によって略平行光束にされ、反射板1

04及びブラチド板102に設けられた開口を通して患者眼角膜に斜め方向から照射され、角膜に光源111の指標像が投影される。角膜に形成された指標像の光束はブラチド板102及び反射板104に設けられた開口を通り、指標検出光学系115のレンズ116を介して位置検出素子117に入射する。位置検出素子117に入射した指標像の位置から装置に対する被検眼の作動距離のアライメント状態が検出される。

【0009】光軸L1の後方には眼屈折力測定光学系120が設けられている。眼屈折力測定光学系120は、スリット投影光学系121とスリット像受光光学系131から構成される。スリット投影光学系121の光源122を発した近赤外光束は、回転セクター123に設けられたスリット開口を照明する。回転セクター123の回転により走査されるスリット光束は、投影レンズ124、制限絞り125を経た後、ビームスプリッタ126で反射される。その後、固視光学系及び観察光学系の光軸を同軸にするビームスプリッタ25を透過して、被検眼Eの角膜近傍で集光した後、眼底に投光される。

【0010】スリット像受光光学系131は、光軸L1上に設けられた受光レンズ132、ミラー133、ミラー133により反射される光軸L2上に設けられた絞り134及び受光部135を備える。絞り134は受光レンズ132の後側焦点位置に配置される。受光部135はその受光面に、受光レンズ132に関して被検眼角膜と略共役な位置に位置する8個の受光素子136a～136hを有している。この内の受光素子136a～136fは受光面の中心（光軸L2）を通る直線上に位置し、受光素子136aと136b、受光素子136cと136d、受光素子136eと136fがそれぞれ受光面の中心に対して対称になるように設けられている。この3対の受光素子は、角膜の経線方向の各位置に対応した屈折力を検出できるように、その配置距離が設定されている（図4上では、角膜上における等価サイズとして示している）。一方、受光素子136gと136hは、光軸L2を中心にして受光素子136a～136fと直交する直線上で対称になるように設けられている。

【0011】この眼屈折力測定光学系120では、モータやギヤ等から構成される回転機構により、回転セクター123と受光部135がそれぞれ光軸回りに同期して回転するようになっている。

【0012】ビームスプリッタ25により光軸L1と同軸にされる光軸L3上には、ハーフミラー26、27、レンズ28、固視標29、可視の照明光源30が配置されている。固視標29は中央に固視点を持ち、その周りは可視光を透過する構成としている。また、レンズ28は光軸L3方向に移動可能であり、被検眼に固視させる固視標29の位置を変更し、眼屈折力測定時に被検眼に雲霧をかけたり、調節負荷を与える。

【0013】ハーフミラー27により光軸L3と同軸に

される光軸L4上にはレンズ33、アライメント用光源34が配置されており、光源34の点灯により被検眼角膜に上下左右方向のアライメント用の指標光束が投光される。

【0014】また、ハーフミラー26により光軸L3と同軸にされる光軸L5上には、レンズ35、撮像素子であるCCDカメラ38が配置されており、CCDカメラ38は被検眼からの反射光を受光する。CCDカメラ38からの出力はモニタ39に入力され、撮影像が表示される。CCDカメラ38は前眼部観察用及びアライメント指標像の検出用として使用される他、ブラチドリング像の検出用として兼用され、アライメント光学系及び角膜形状測定光学系の一部を構成する。また、CCDカメラ38は前眼部撮影用の撮影光学系を構成する。

【0015】次に、角膜手術装置200の構成を図5～8に基づいて説明する。図5は角膜手術装置200の外観図である。201は手術装置本体であり、エキシマレーザ光源等が内蔵されている。エキシマレーザ光源からのレーザ光は後述するレーザ照射用光学系を通り、アーム部202に導かれる。アーム部202の内部はレーザ光の光路を持ち、ミラー等の光学素子が配置されている。アーム部202のアーム先端部205には、患者眼を観察するための双眼の顕微鏡部203、照明部204等が設けられている。

【0016】アーム部202は、図6に示すように、X方向アーム駆動部251によりX方向（術者に対して左右方向）に、Y方向駆動部252によりY方向（術者に対して前後方向）に移動可能である。また、アーム先端部205はZ方向先端駆動部253によりZ方向（上下方向）に移動可能である。各駆動部251、252、253はモータやスライド機構から構成される。

【0017】206はコントローラであり、アーム部202をXY方向に駆動するための信号を与えるジョイスティック207や、Z方向のアライメントを行うためのフォーカス調整スイッチ、撮影スイッチ等の操作スイッチを備える。208はレーザ照射信号を送るためのフットスイッチ、209は必要な手術条件の各種データ入力やレーザ照射制御データの演算、表示、記憶等を行うコンピュータである。コンピュータ209は、本体290、モニタ291、キーボード292、マウス293等により構成される。300は患者用のベットであり、患者は横臥位の状態で手術を受ける。患者眼は顕微鏡部203の顕微鏡下に置かれる。

【0018】手術装置本体201の光学系及び制御系の概略構成を図7に基づいて説明する。210は193nmの波長を持つエキシマレーザを出射するレーザ光源である。レーザ光源210から水平方向に出射されたレーザビームは、ミラー211、212により反射され、平面ミラー213でさらに90度方向に反射される。平面ミラー213はミラー駆動部214により図における矢

印方向に移動可能であり、レーザビームをガウシアン分布方向に平行移動して対象物を均一に切除できる。この点は、特開平4-242644号に詳細に記載されているので、詳しくはこれを参照されたい。

【0019】215はイメージローテータであり、イメージローテータ駆動部216により中心光軸を中心にして回転駆動され、レーザビームを光軸周りに回転させる。217はミラーである。

【0020】218はアブレーション領域を円形に制限する可変円形アパーチャであり、アパーチャ駆動部219によりその開口径が変えられる。220はアブレーション領域をスリット状に制限する可変のスリットアパーチャであり、アパーチャ駆動部221により開口幅とスリット開口の方向が変えられる。222、223はビームの方向を変えるミラーである。224は円形アパーチャ218およびスリットアパーチャ220を患者眼の角膜Ec上に投影するための投影レンズである。

【0021】また、スリットアパーチャ220とミラー222との間の光路には、分割アパーチャ板260が挿脱可能に配置され、分割アパーチャ板260は分割シャッタ265との組み合わせにより、レーザビームの長手方向を選択的に分割するようになっている。この分割アパーチャ板260と分割シャッタ265は、角膜の非対称成分をアブレーションするときに使用する。分割アパーチャ板260を光源210側から見ると、図8に示すように、同じ大きさの円形小アパーチャ261が6個並んでいる。これらの円形小アパーチャ261を分割シャッタ265が持つシャッタ板266によって選択的に開閉することにより、矩形レーザビームの長手方向を選択的に分割して照射することができる。なお、各円形小アパーチャ261には、その開口を通過する際に起こる回折によるレーザビームの強度分布を補正する補正光学系が設けられている。分割アパーチャ板260及び分割シャッタ265は駆動部268により、レーザ光軸の垂直な平面内で移動可能となっている。

【0022】225は193nmのエキシマレーザビームを反射して可視光及び赤外光を通過する特性を持つダイクロイックミラーであり、投影レンズ224を経たレーザビームはダイクロイックミラー225により90°偏向されて角膜Ecへと導光される。

【0023】ダイクロイックミラー225の上方には固定灯226、対物レンズ227、顕微鏡部203が配置される。230は顕微鏡部203の双目光路の間（対物レンズ227の光軸上）に配置されたミラーであり、ミラー230の反射側光路には結像レンズ231、ミラー232、赤外透過フィルタ235、CCDカメラ233が配置されている。対物レンズ227、ミラー230、ミラー232、赤外透過フィルタ235、CCDカメラ233は患者の前眼部を撮像する光学系を構成する。CCDカメラ233の出力はコンピュータ209に接続さ

表示される。

【0032】なお、測定は屈折力分布を求めるものとしたが、これは波面収差分布を測定するものでも良い(US P. 6, 086, 204に示された測定)。屈折力分布は波面収差の形に置きかえることができるので、両者は等価と言える。アブレーション量の算出は、単に波面収差データからでも求められるが、角膜形状の測定データとの関係で求める方がより精度が確保される。

【0033】求められたアブレーション量データと画像メモリ43に記憶された前眼部の画像データはセットにされ、通信ポート59bやフロッピディスクドライブ59aに入れられたフロッピディスクを介して角膜手術装置200側に出力する。データの受取りはコンピュータ209が受け持つ。なお、アブレーション量解析部53は角膜手術装置200側のコンピュータ209に持たせ、測定データと前眼部画像データをセットにしてコンピュータ209に出力する送りことでも良い。

【0034】次に、角膜手術装置200の動作を説明する。患者をベット300に寝かし、ベット300に対して患者の顔を所定の位置関係に整える。すなわち、ベット300とアーム先端部205が移動するXYの方向を所定の関係に調整されているので、眼科測定装置1の測定部5に対する患者の顔の位置関係をアーム先端部205に対しても略同じ状態にすることとなる。次に、術者は顕微鏡部203を介して介して図示なきレチクルと瞳孔とが所定の関係になるようにXY方向のアライメントを行う。Z方向のアライメントはスリット投影光学系240a、240bから投影されるスリット像を観察し、両者のスリット像が中心で重なるようにする。アライメントを完了させた後は、コントローラ206に配置された撮影スイッチを押してCCDカメラ233により前眼部像を撮像する。撮像された前眼部像はコンピュータ209に入力され、コンピュータ209が持つ記憶部に記憶される。

【0035】横臥位にある患者眼の前眼部像が得られたら、これと眼科測定装置1の測定時に得た前眼部像とから、体位の違いによる測定データの補正処理をコンピュータ209により行う。以下、この補正処理を説明する。

【0036】まず、眼科測定装置1の測定時に得た前眼部画像データと、CCDカメラ233により得られた前眼部画像データを読み出す。図9はこのときのモニタ291に表示される画面例を示す。画面左側に眼科測定装置1の測定時に得られた前眼部画像310aが表示され、画面右側に手術装置200側で得られた前眼部画像310bが表示されている。コンピュータ209が持つ画像解析部により、前眼部画像310a、310bについて瞳孔エッジが抽出され、瞳孔中心が求められる。311aは前眼部画像310aに対する瞳孔中心を示し、311bは前眼部画像310bに対する瞳孔中心を示

し、それぞれの前眼部上にマーク表示される。瞳孔中心の求め方は、瞳孔エッジに接する左右2本の縦ラインと上下2本の横ラインとで囲まれる矩形を定め、その対角線の交点とする。その他、瞳孔の重心から求める方法でもよい。なお、前眼部画像310aにおいて319はアライメント用光源34により形成された輝点像を示す。

【0037】次に、術者は前眼部画像310a、310bを観察し、虹彩の文様から両者に共通に現われる特徴点を見つけ、その点をそれぞれマウス293でクリックして特定する。例えば、各画像上の点313a、313bをクリックする。コンピュータ209の画像解析部は、前眼部画像310aにおける瞳孔中心311aと特徴点313aとを結ぶ線分315aを算出し、この線分315aと水平基準線317aと成す角度 θ_{1a} を求める。同様に、前眼部画像310bにおける瞳孔中心311bと特徴点313bとを結ぶ線分315bを算出し、この線分315bと水平基準線317bと成す角度 θ_{1b} を求める。そして、角度 θ_{1a} と角度 θ_{1b} を比較することにより、体位の違いによる眼球の回転ずれ(Torsion)を、 $\Delta\theta = \theta_{1b} - \theta_{1a}$ により求める。この回転ずれ $\Delta\theta$ は瞳孔中心を基準としたデータであり、角膜手術時の補正データとして使用する。なお、回転ずれの検出においては、特徴点を多く抽出することにより、水平基準線となす線分の角度を複数得て、これらを平均化することが好ましい。

【0038】両画像の特徴点313a、313bの特定が完了すると、画面に下には両画像の線分315aと線分315bとを同じ基準点で合成したグラフィック図形320が表示される。この表示により、回転ずれ $\Delta\theta$ の程度が視覚的に分かり易くなる。

【0039】なお、通常、眼科測定装置1で測定する時と角膜手術時とは、その部屋の照明、および各装置による前眼部照明の違いにより瞳孔径は異なる。虹彩の特徴的パターンと瞳孔中心とを結ぶ線分の、基準線からの角度であれば瞳孔径に影響されずに回転ずれを求めることができる。また、上記の方法では両装置の撮像倍率の差にも影響されない。前眼部画像からの特徴抽出は、虹彩の文様に限らず、強膜の血管、瞳孔縁等の特徴が見つかれば、これを使用することもできる。

【0040】また、上記では術者が2つの画像を観察して特徴点を特定するものとしたが、コンピュータ209の画像解析部が2つの前眼部画像をそれぞれ画像処理することにより眼の特徴データを抽出し、両者の比較から回転ずれを自動検出する構成とすることもできる。前眼部の特徴データを画像処理により抽出する機能は、眼科測定装置1側に持たせても良く、この場合はその特徴データと測定データをセットにして角膜手術装置200側に送る。

【0041】コンピュータ209は眼球の回転ずれデータを得ると、瞳孔中心を基準としてアブレーションデー

れている。

【0024】ダイクロイックミラー225の下方には、照明部204内に配置されるスリット投影光学系240 a, 240 bが、対物レンズ227の光軸を挟んで左右対称に配置されている。各スリット投影光学系240 a, 240 bは、可視光を発する照明ランプ241 a, 241 b、コンデンサレンズ242 a, 242 b、十字スリットを持つスリット板243 a, 243 b、投影レンズ244 a, 244 bから構成される。スリット板243 a, 243 bは投影レンズ244 a, 244 bに対して角膜E cと共役な位置関係にあり、その十字スリットの像は対物レンズ227の光軸上のピント位置に常に結像するようになっている。また、246 a, 246 bは前眼部照明用の赤外光源である。なお、CCDカメラ233による前眼部撮影は、スリット投影光学系240 a又は240 bの光軸方向から行う構成であっても良い。

【0025】250はレーザ光源210や各駆動部等を制御する制御部である。また、制御部250にはコンピュータ209、フットスイッチ208、コントローラ206が接続されている。

【0026】なお、実施形態では図示を省略したが、装置にはアイトラッキング機能（アライメント中やレーザ照射中に患者眼が動いた場合に、その動きを追尾してレーザ照射位置を合せる機能）を搭載することが好ましい。これは本出願人による特開平9-149914号公報に記載したものを使用できる。

【0027】次に、以上のような構成を持つ装置システムの動作を説明する。まず、眼科測定装置1の測定動作を図3に示す制御系のブロック構成図を使用して説明する。測定に当たり、被検者の両眼が水平状態になるように、頭部を頭部支持部2により固定する。被検者の顔は立位の測定状態とされる。角膜形状を測定する場合、モード切替スイッチ40によって角膜形状測定モードを選択する。検者は光源105に照明された被検眼の前眼部像をモニタ39により観察しながら、ジョイスティック4等の操作で測定部5のXYZ移動によってアライメントを行う。XY方向のアライメントは、光源34により角膜光学系で定まる光学中心に形成される指標像を、モニタ39に表示される照準マーカー（図示せず）の中心に位置するようにする。Z方向のアライメントは、位置検出素子117によって得られる作動距離方向の偏位情報に基づき、制御部50の制御によってモニタ39上に位置合わせのためのインジケータが表示されるので、検者はインジケータにしたがって本体部3をZ方向に移動して調整する。

【0028】アライメントを完了させた後、測定スイッチ41が押されると、照明光源103が所定時間点灯されてブラチドリングが被検眼角膜に投影され、CCDカメラ38によって撮像された前眼部像が画像メモリ43

に記憶される。角膜形状演算部53は画像メモリ43に記憶された画像を画像処理して、ブラチドリング像のエッジ検出を行う。そして、所定の角度（1度）ステップ毎に角膜中心に対する各エッジ位置を得ることより角膜曲率分布を求める。角膜曲率分布データは前眼部像の撮像データと共にハードディスク等の記憶部45に記憶される。

【0029】眼屈折力を測定する場合は、屈折力測定モードにする。前述と同様にアライメントをした後、測定スイッチ41が押されると、CCDカメラ38で撮像された前眼部像が一旦画像メモリ43に記憶されると共に、眼屈折力測定光学系120による眼屈折力測定が実行される。前眼部像の撮影は測定中であっても良い。眼屈折力演算部52は、受光部135が持つ各受光素子からの出力信号の位相差に基づいて経線方向で変化する眼屈折力の分布を求める。得られた測定データは前眼部像の撮像データと共に記憶部45に記憶される。このとき、屈折力分布の測定データは方向成分を持つので、制御部50は測定前又は測定中に撮影された前眼部撮像との位置関係を対応付けて記憶させる。なお、屈折力分布測定は、本出願人による特開平10-108837号公報と基本的に同じであるので、詳細はこれを参照されたい。

【0030】以上のようにして同一被検眼における角膜曲率分布の測定データと眼屈折力分布の測定データが得られたら、モニタ39に表示される指示に従って、制御部50に接続されたキーボード58やマウス57を操作することにより、各測定データがアブレーション量解析部54に入力される。アブレーション量解析部54は、眼屈折力分布データと角膜曲率分布データから屈折矯正手術のためのアブレーション量（角膜切除量）を求める。以下、その概略を説明する。なお、角膜形状及び屈折力分布の測定を連続的に行うことにより、通常、両者の測定では被検眼に回転ずれ及び照準ずれが発生していないものとして扱うことができる。

【0031】まず、測定した角膜曲率から角膜三次元形状を求め、スネルの法則を用いて、角膜屈折力に変換する。次に、測定された眼屈折力分布のデータを角膜位置での眼屈折力分布のデータに変換する。これらにより、被検眼を正視とするに必要な屈折力を角膜屈折力の形式で表した値を求める。そして、この屈折力の分布データを、スネルの法則を用いて角膜曲率の分布データ、すなわち、角膜の三次元形状データに変換する。最後に、手術領域のデータを与え、角膜形状測定による角膜曲率から求まる三次元形状に対して、屈折力分布を変換した角膜曲率分布から求まる三次元形状データを差引くことによりアブレーション量が算出される。このアブレーション量のデータとしては、球面成分（回転対称成分）、柱面成分（線対称成分）、非対称成分に分割して求められ、各アブレーション量は鳥瞰図等の3次元形状で図形

タを回転ずれ分だけ補正する。このとき、眼科測定装置1で得られた前眼部画像310aにおいて、測定時の照準とした輝点像319と瞳孔中心311aがずれているときは、そのずれに基づいて瞳孔中心を基準にしたアブレーションデータに補正する。そして、補正処理したアブレーションデータを基に角膜手術装置200が持つ照射光学系の各駆動部を制御する制御データを求め、その制御データを制御部250に出力する。

【0042】角膜手術装置200による矯正手術について説明する。ここでは、近視矯正を行うものとする。前述のように瞳孔中心を基準にしてアライメントを行った後、フットスイッチ208を押してレーザービームを照射する。球面成分のアブレーションデータに基づく球面の近視矯正の場合、制御部250は円形アパーチャ218によりレーザービームを制限し、平面ミラー213を順次移動してレーザービームをガウシアン分布方向に移動する。そして、レーザービームが1面を移動し終わる（1スキャンする）ごとに、イメージローデータ215の回転によりレーザービームの移動方向を変更して（例えば、120度間隔の3方向）、円形アパーチャ218により制限された領域を略均一にアブレーションする。これを円形アパーチャ218の開口領域の大きさを順次変えるごとに行うことにより、角膜の中央部を深く、周辺部を浅くした球面成分のアブレーションが行える。

【0043】円柱成分の切除データに基づく乱視矯正の場合、制御部250は円形アパーチャ218の開口領域の大きさはオブチカルゾーンに合わせて固定し、スリットアパーチャ220の開口幅を変えていく。また、スリットアパーチャ220はそのスリット開口幅が強主経線方向（回転ずれ $\Delta\theta$ が補正された方向）に変化するように駆動部221によりスリット開口の方向を調整しておく。レーザービームの照射は、前述の近視矯正の場合と同様に、平面ミラー213を順次移動してレーザービームをガウシアン分布方向に移動し、レーザービームを1スキャンするごとに、イメージローデータ215の回転によりレーザービームの移動方向を変更して、スリットアパーチャ220により制限された領域を略均一にアブレーションする。そして、スリットアパーチャ220の開口幅を順次変えながら、これを繰り返すことにより、部分的な柱面成分のアブレーションが行える。

【0044】部分的な非対称成分のアブレーションは、分割アパーチャ板260を光路に配置し、補正処理された非対称成分のアブレーションデータに基づき、分割アパーチャ板260が持つ円形小アパーチャ261の位置を調整すると共に、分割シャッタ265の駆動により円形小アパーチャ261を選択的に開放・遮蔽する。平面ミラー213の移動によるレーザービームをスキャンさせることにより、開放された円形小アパーチャ261を通過する小領域のレーザービームのみが角膜上に照射されるようになる。各位置でのアブレーション量は照射時間を

制御することにより行う。これにより、非対称成分のアブレーションが行える。

【0045】以上の実施形態の角膜手術装置200ではアパーチャ制御によりアブレーションを行う装置を例にとって説明したが、小スポットのレーザービームを2次元的に走査するタイプの装置であっても本発明を適用できる。

【0046】また、眼科測定装置1による角膜形状及び屈折力分布の測定時に両者の回転ずれがある場合は、それぞれの測定時に前眼部像を撮影し、上記と同様に虹彩文様等の特徴点抽出の対比により回転ずれを検出し、その回転ずれ分だけ両者の測定データを補正すれば良い。照準位置のずれがある場合は、両者の前眼部画像における光源34の輝点像を基準にして補正することができる。これらの補正処理は、眼科測定装置1側の制御部50が行っても良いし、角膜手術装置200側のコンピュータ209で行っても良い。

【0047】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、測定時と手術時の体位の相違による眼球の回転ずれ等を補正し、より精度の良い手術が行える。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る角膜手術装置システムの構成を示す図である。

【図2】眼科測定装置の測定部に収納される光学系を示す図である。

【図3】眼科測定装置の制御系のブロック構成図を示す。

【図4】眼屈折力測定光学系の受光部が備える受光素子の配置を示す図である。

【図5】角膜手術装置の外観図である。

【図6】アーム部の駆動機構を示す図である。

【図7】手術装置本体の光学系及び制御系の概略構成を示す図である。

【図8】分割アパーチャ板と分割シャッタの構成を説明する図である。

【図9】回転ずれ検出時のモニタの画面例である。

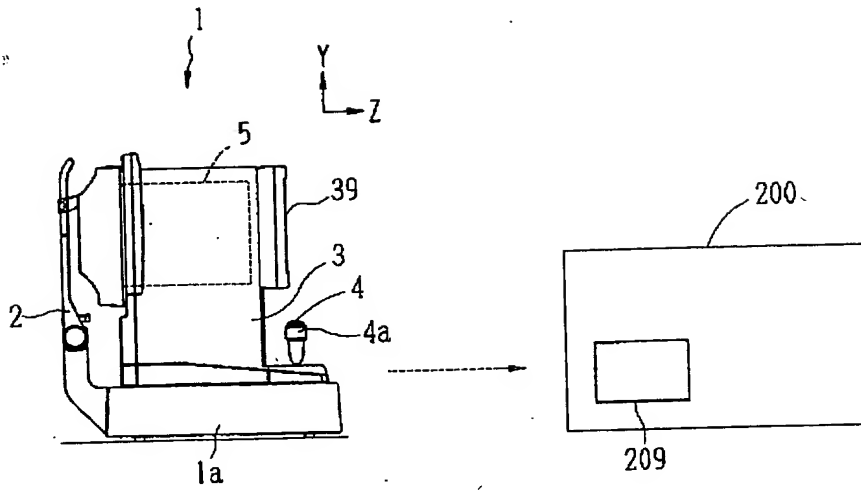
【符号の説明】

- 1 眼科測定装置
- 38 CCDカメラ
- 45 記憶部
- 50 制御部
- 52 眼屈折力演算部
- 53 角膜形状演算部
- 54 アブレーション量解析部
- 120 眼屈折力測定光学系
- 200 角膜手術装置
- 209 コンピュータ
- 210 レーザ光源
- 233 CCDカメラ

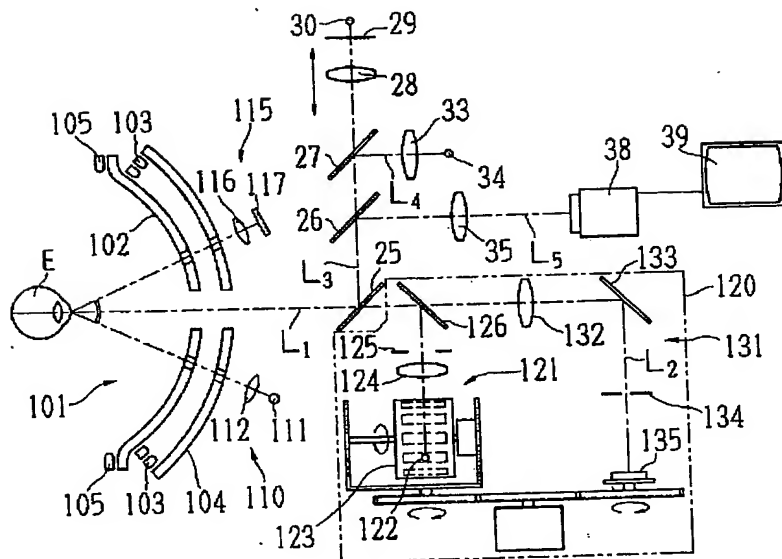
250 制御部

13

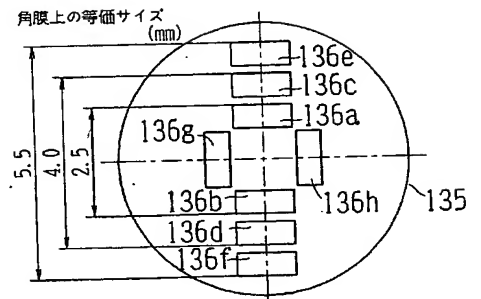
【図1】



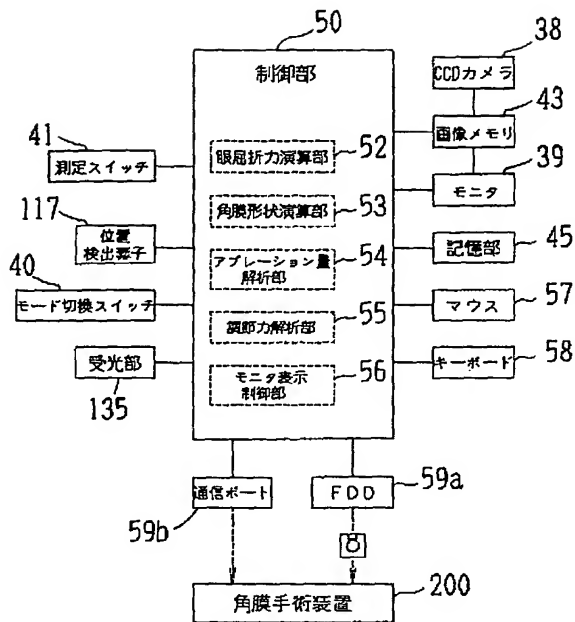
【図2】



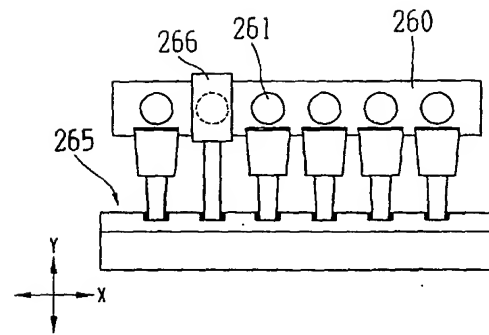
【図4】



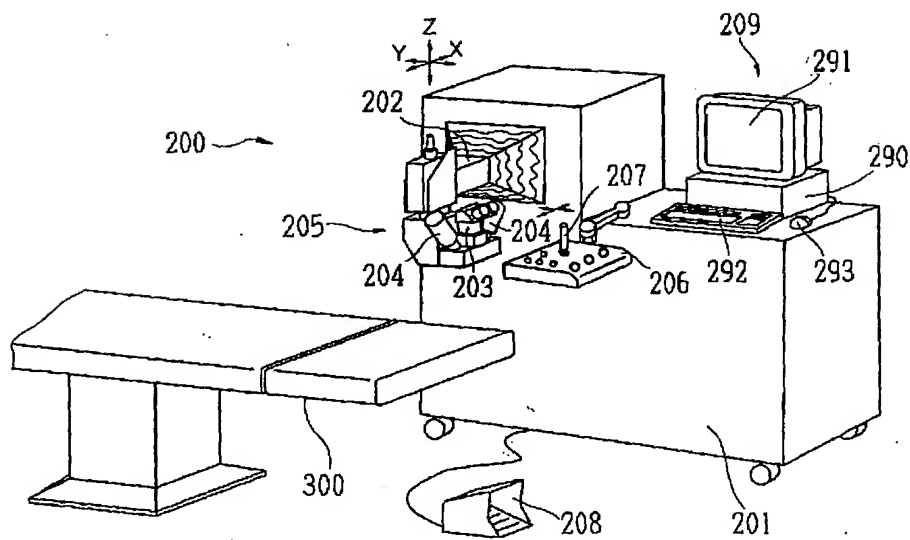
【図3】



【図8】



【図5】



[illegible]

【図9】

